

*Forschungsvorhaben :*

# Bestimmung der Expositionsverteilung von HF Feldern im menschlichen Körper, unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysiological relevanter Parameter

G. Schmid<sup>1</sup>, R. Überbacher<sup>1</sup>, T. Samaras<sup>2</sup>

*<sup>1</sup>ARC Seibersdorf research GmbH  
Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation,  
A-2444 Seibersdorf, Österreich*

*<sup>2</sup>Aristotle University of Thessaloniki,  
Radio Communications Laboratory,  
GR-54124 Thessaloniki*

# Zielsetzung:

- Einblicke in die detaillierte Absorptionsverteilung im Bereich kleiner Strukturen (Innenohr, Auge, Hautschichten, Pinealdrüse)
- Thermische Auswirkungen der Absorption unter Berücksichtigung der Gewebedurchblutung (und Variabilitäten derselben)
- Rückschlüsse auf Vertretbarkeit gegenwärtiger zeitlicher und räumlicher Mittelungsverfahren (z.B. 6 Minuten-Mittelwert über 10g Gewebe)

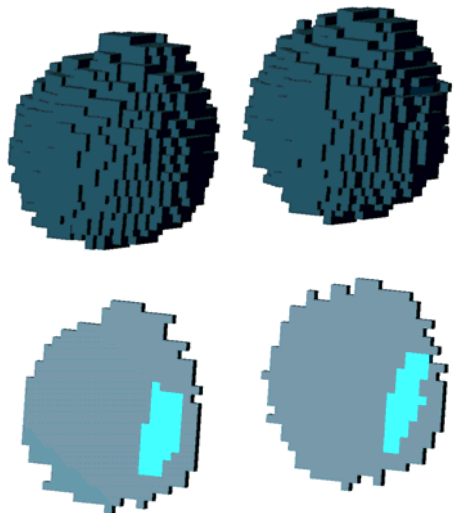
## Inhalt:

- Entwicklung hochaufgelöster anatomischer Modelle für numerische Berechnungen
- Methoden zur Bestimmung relevanter thermischer und dielektrischer Gewebeparameter
- Thermodynamische Modellierung
- Ergebnisse erster vorläufiger Berechnungen im Hinblick auf die Zeitmittelwertbildung
- Ausblick auf weiteren Projektablauf

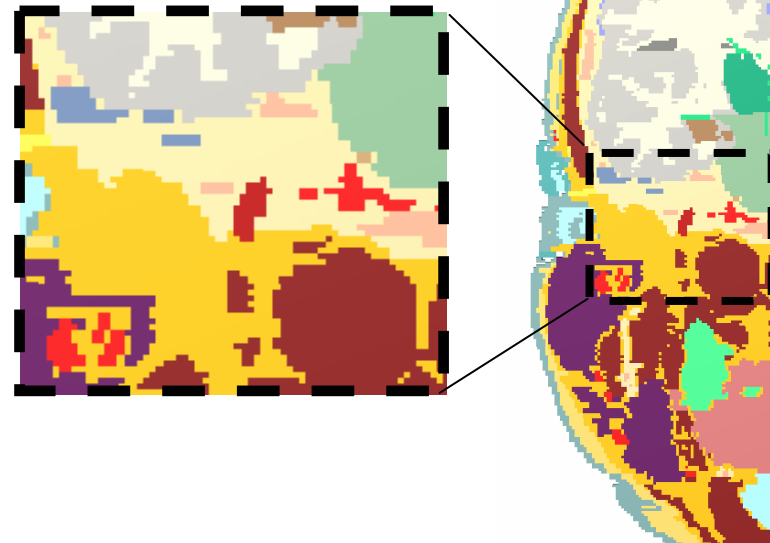
# Hochaufgelöste anatomische Modelle der Zielstrukturen<sup>(1)</sup>:

- anatomische Auflösung gegenwärtiger Modelle nicht besser als ca.1 mm
  - in klein strukturierten Bereichen (Gehörschnecke, Gleichgewichtsorgan, Hautschichten) unzureichend für detaillierte Nachbildung, bzw. fehlen solche Strukturen in den gegenwärtig verfügbaren Modellen vollständig:

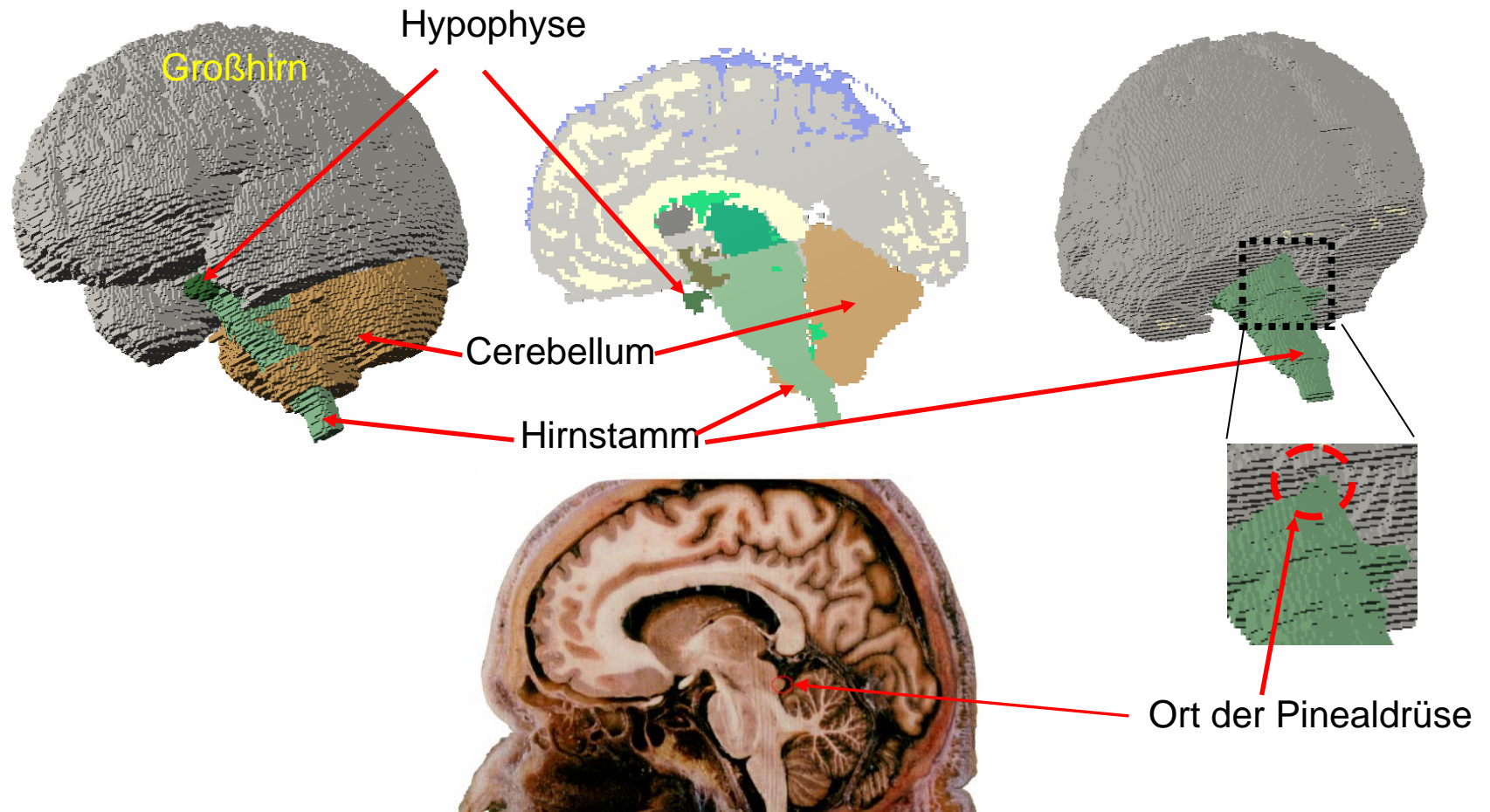
**Augen (Visual Human)**



**Innenohr-Bereich (Visual Human)**



# Hochaufgelöste anatomische Modelle der Zielstrukturen<sup>(2)</sup>:



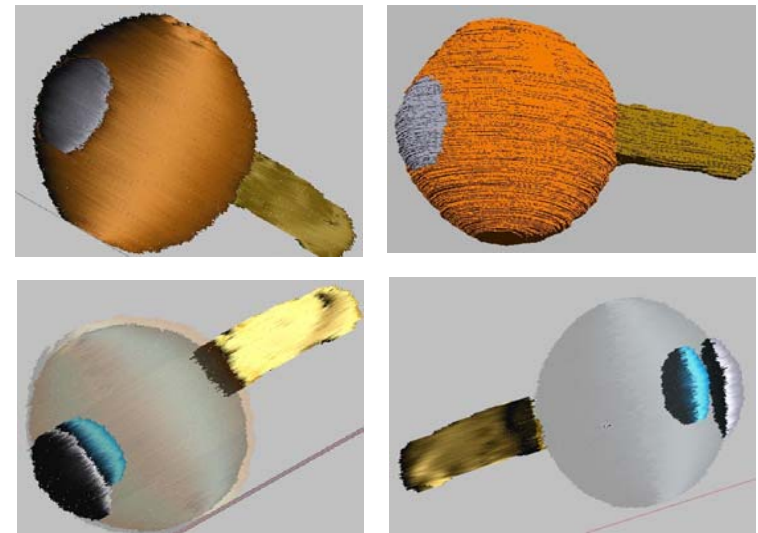
## Hochaufgelöste anatomische Modelle der Zielstrukturen<sup>(3)</sup>:

- Entwicklung neuer (Teil-) Modelle der Zielstrukturen mit Auflösungen ca. 0,1 mm und Import in gegenwärtig verfügbare Kopfmodelle
  - Gefrierschnitte von Human-Gewebeproben
  - Segmentierung der Bilder durch Biologen und Import der hochaufgelösten Teilmodelle in bestehende Kopfmodelle (IT'IS, Zürich)

Beispiel Auge:



Computermodell:

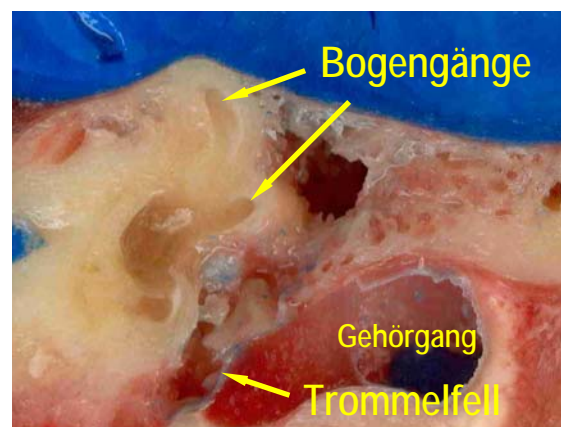
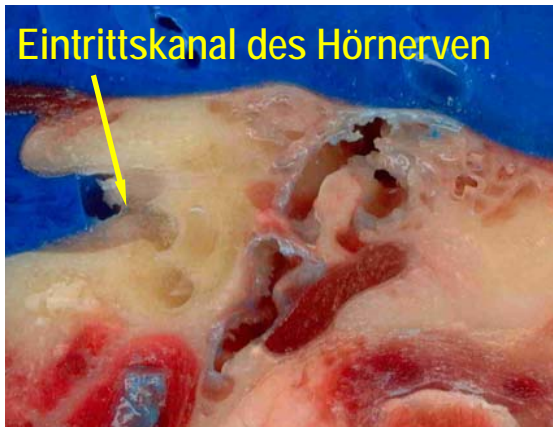
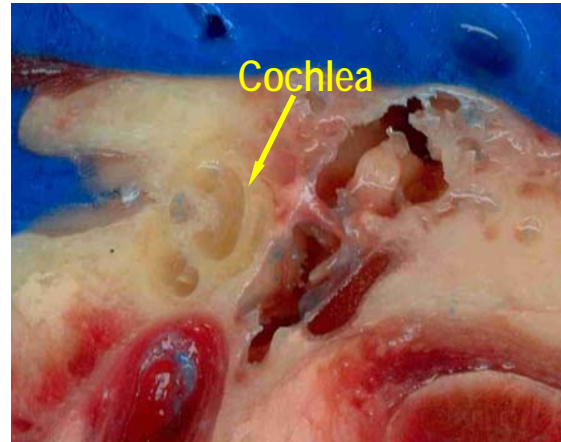
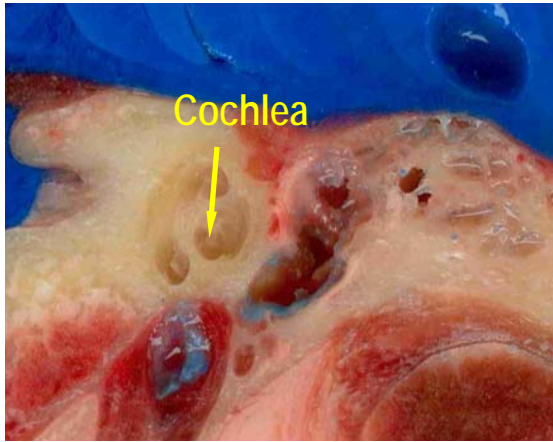




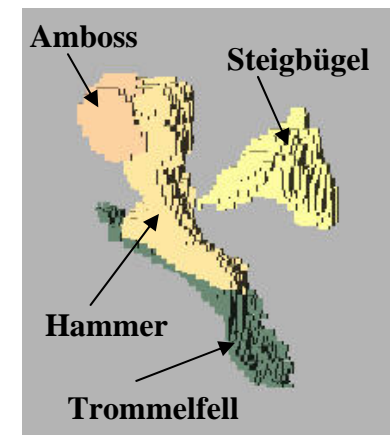
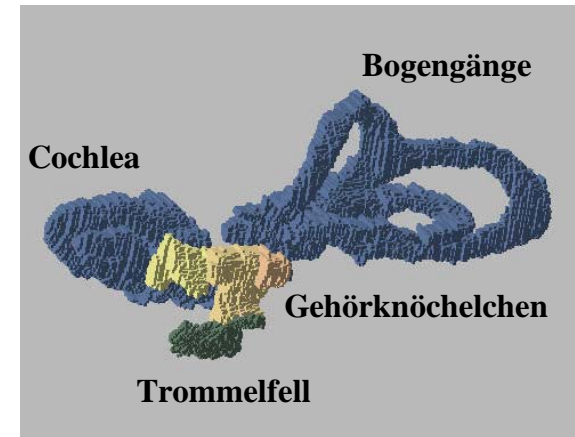
# Hochaufgelöste anatomische Modelle der Zielstrukturen<sup>(4)</sup>:

Beispiel Innenohr:

Gefrierschnitte



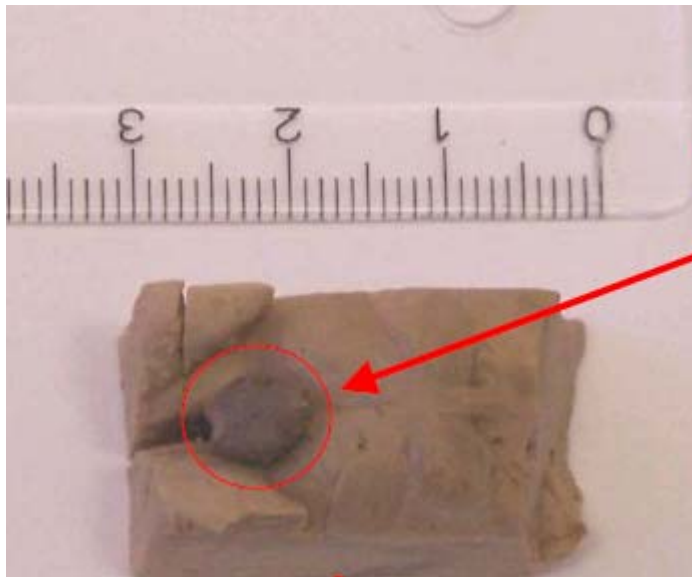
Computermodell:



# Hochaufgelöste anatomische Modelle der Zielstrukturen<sup>(5)</sup>:

Beispiel Pinealdrüse:

Probenpräparierung für Gefrierschnitte:



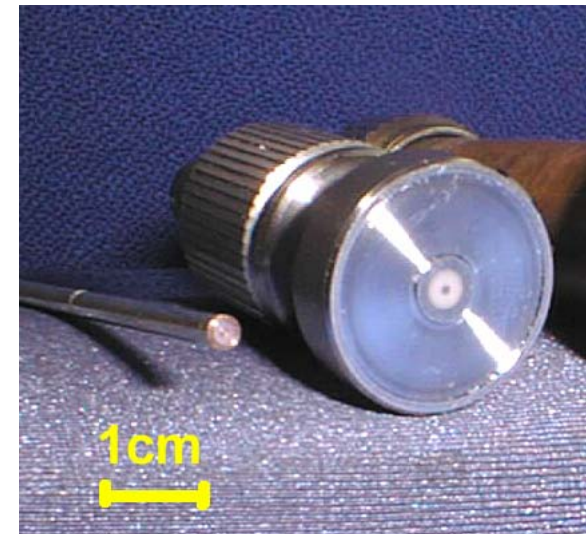
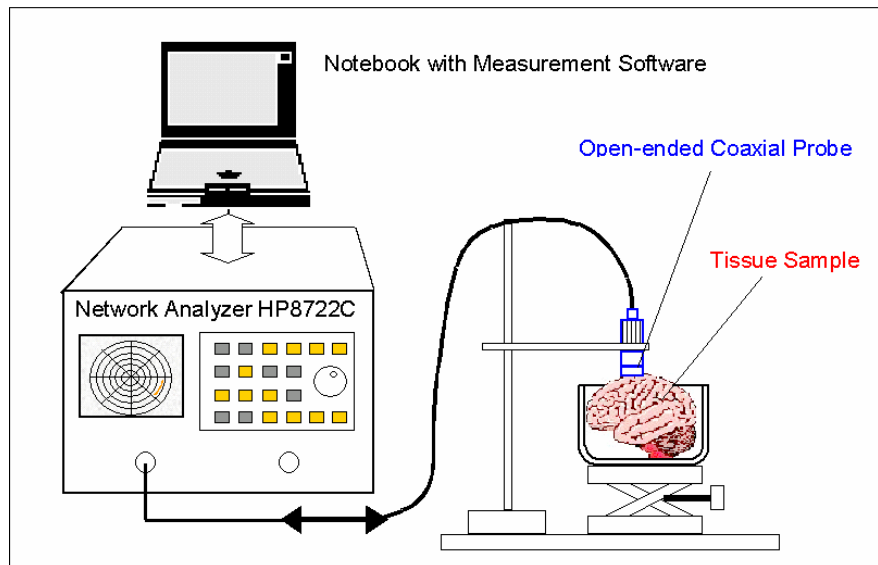
Corpus Pineale

Gefrierschnitte werden zur Zeit angefertigt



## Dielektrische Gewebeparameter $\epsilon$ , $\sigma$ :

- Gegenwärtiger Quasi-Standard: Parametermodelle nach Gabriel et al. 1996
- keine Werte für z.B.: Pinealdrüse, Perilymphe, Endolymphe, Felsenbein (extrem dichter Knochen), unterschiedliche Hautschichten
- Messungen an Humangewebe geplant
- Messmethode: Open Ended Coaxial Line Methode (tlw. mit speziellen, dünnen Sensoren)

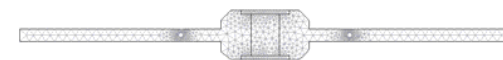


# Thermische Gewebeparameter $c$ , $k$ :

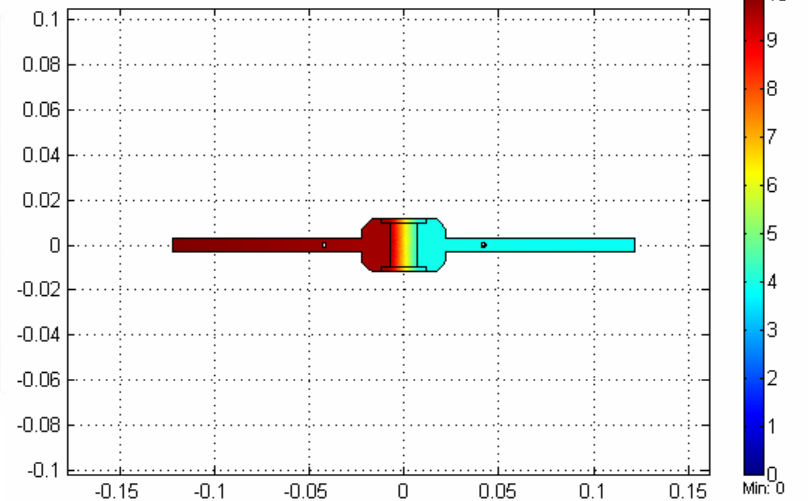
- Im Falle nur wenig abgesicherter Daten → Messungen von  $c$  und  $k$  an Humangewebe geplant
- Entwicklung eines Kalorimeters für kleine Gewebeproben ( $< 1\text{g}$  ?) → Kompromiss zwischen Gewebeprobengröße und Genauigkeit
- Prototyp des Kalorimeters in Optimierungsphase



0,5 mm



Time=1800 Surface: temperature (T)



# Thermische Modellierung:

- Bioheat Transfer Equation:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla k \cdot \nabla T + (\rho c)_b w_b (T_a - T) + q_m$$

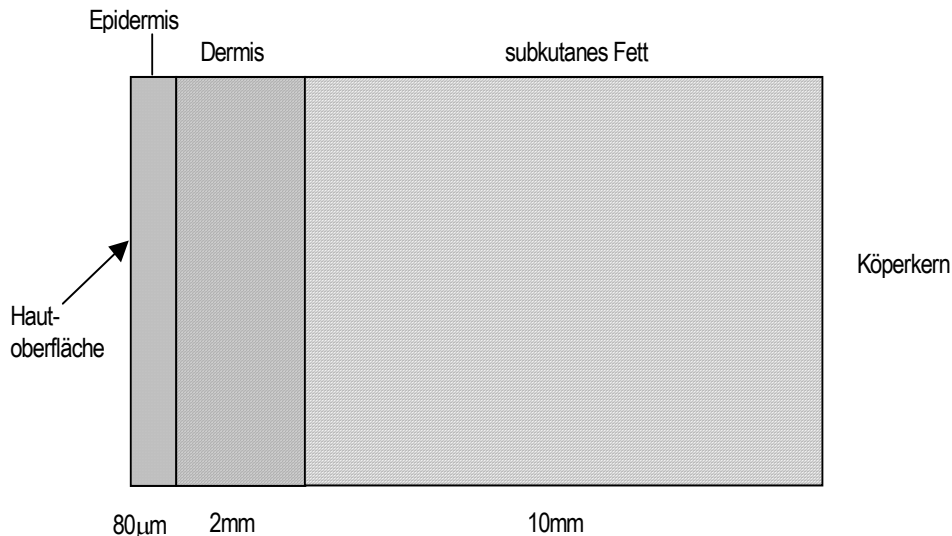
$\rho$ ... Massendichte (kg/m<sup>3</sup>),  $c$  ...spezifische Wärme (J/kg.K),  $k$  ...thermische Leitfähigkeit (W/m.K),  
 $w$  ...volumetrische Blutflussrate im Gewebe (m<sup>3</sup>/s)/m<sup>3</sup>),  $q$  ...volumetrische (metabolische) Wärmeproduktionsrate (W/m<sup>3</sup>)  
Indices: a...arteriell, b...Blut, m...metabolisch

- FDTD-Implementierung im SEMCAD *Thermal Solver*

- Intermittierende externe thermische Belastung (intermittierende Befeldung) simulierbar (notwendig für Untersuchungen hinsichtlich zeitlicher Mittelung)
- Behandlung des elektromagnetischen und thermischen Problems in einem Modell (Geometrie, räumliche Diskretisierung)
- effiziente Berechnung ohne Ergebnis-Import/Export Probleme (bzw. Unsicherheiten)

## Beispiel<sub>(1)</sub>:

- Temperaturverteilung in einem einfachen Haut-Modell bei kont. bzw. intermitt. 2W/kg-Befeldung
- Modell-Annahme:

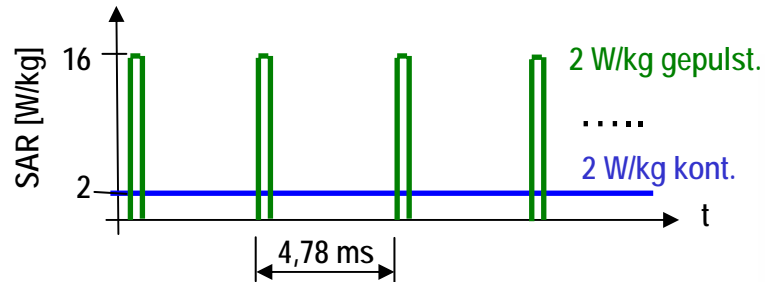


	Epidermis	Dermis	Subkut. Fett
Schichtdicke [mm]	0,08	2	10
k [W/m.K]	0.26	0.52	0.21
c [J/kg.K]	3600	3400	3060
$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	1200	1200	1000
$\rho_b C_b W_b$ [W/m <sup>3</sup> .K]	0	5655	4172
$q_m$ [W/m <sup>3</sup> .K]	0	200	5

- Frequenz < 1 GHz (Eindringtiefe >> als Hautschicht) → homogene SAR-Verteilung in der Haut

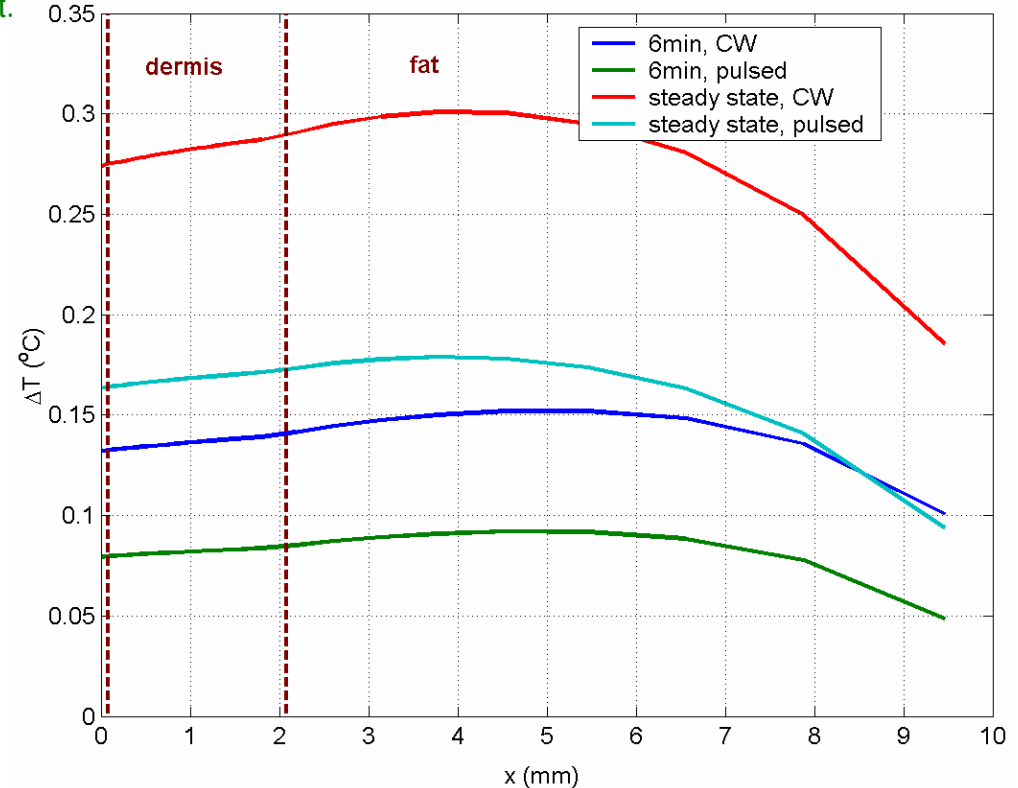
## Beispiel<sub>(2)</sub>:

- Fall 1: Gegenüberstellung von kontinuierlicher Befeldung (CW) mit 2 W/kg und gepulster Befeldung mit 2 W/kg (6 Minuten-Mittelwert):  $t/T = 1/8 = 0,6 \text{ ms} / 4,78 \text{ ms}$



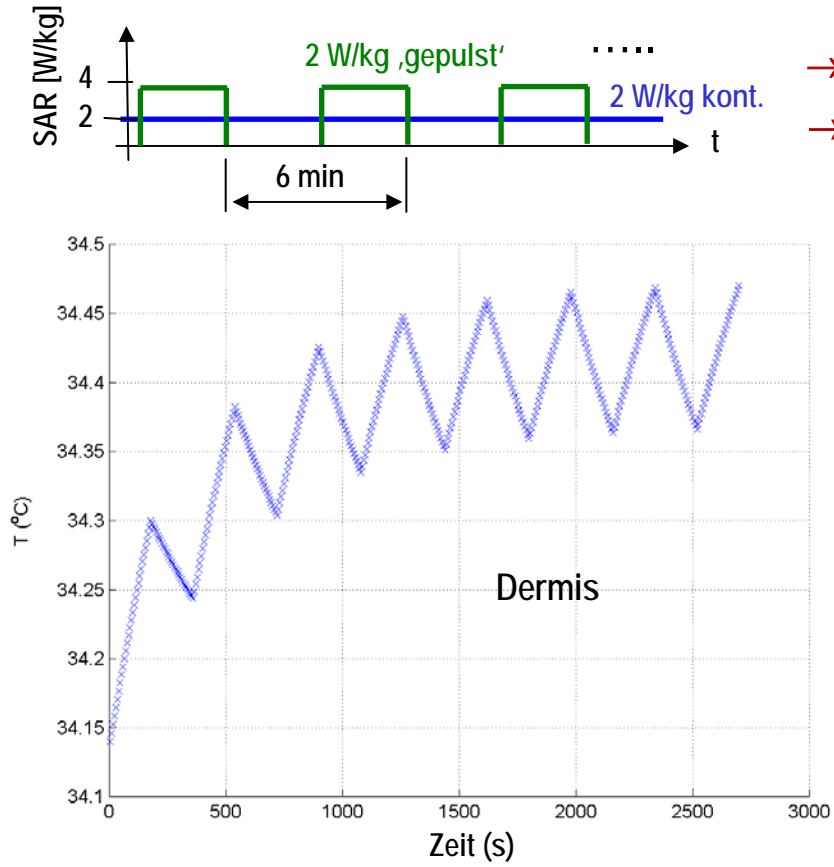
→ Zeitkonstanten der Befeldung  
 $\ll$   
 thermische Zeitkonstanten

→ Temperaturanstieg im gepulsten Fall  
geringer als im kontinuierlichen Fall

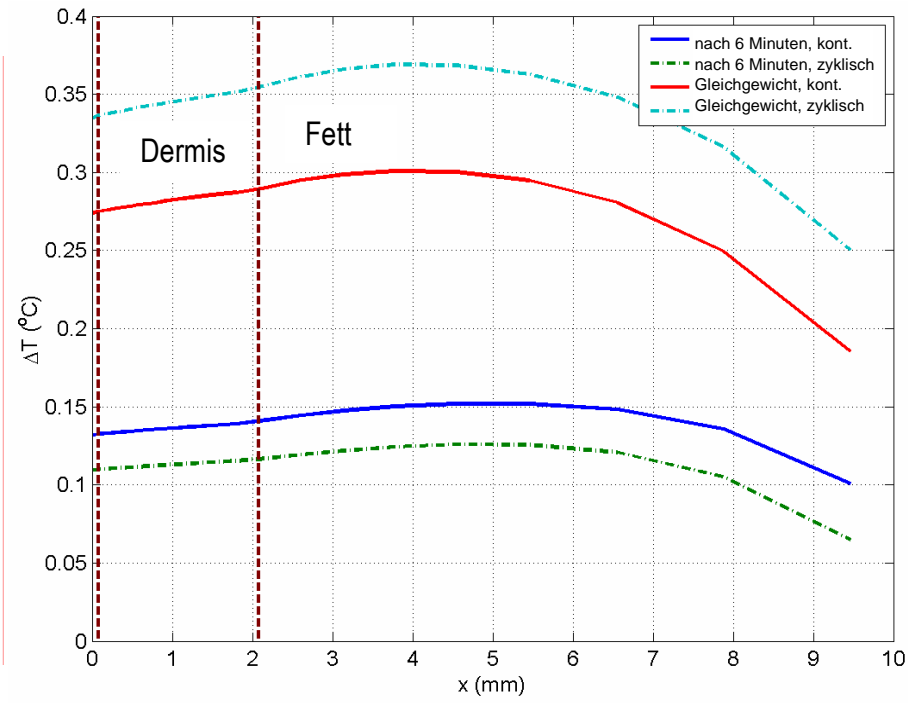


# Beispiel<sub>(3)</sub>:

- Fall 2: Gegenüberstellung von **kontinuierlicher** Befeldung (CW) mit 2 W/kg und **„gepulster“** Befeldung mit 2 W/kg (6 Minuten-Mittelwert):  $t/T = 1/2 = 3 \text{ min} / 6 \text{ min}$



- Zeitkonstanten der Befeldung > thermische Zeitkonstanten
- $\Delta T$  im „gepulsten“ Fall **größer** als im kontinuierlichen Fall





## Ausblick (verbleibendes Arbeitspaket AP3):

- Fertigstellung der hochaufgelösten anatomischen Modelle
- Fertigstellung Kalorimeter und Miniatursensoren für dielektrische Messungen
- Messung thermischer und dielektrischer Gewebeparameter
- Experimentelle Verifizierung der numerischen Modellbildung
- FDTD-Berechnungen
- Analyse der Ergebnisse, Schlussfolgerungen hinsichtlich zeitlicher und räumlicher Mittelung

